

直流微电流测量的研究进展

李爽玉,冯荣尉,贾冬宇

(北京东方计量测试研究所,北京 100094)

摘要: 直流微电流测量技术广泛应用于核辐射检测、静电检测、空间辐射探测等领域,是一项特色极值量测量技术,涉及高阻抗运放电路设计、泄漏电流防护等多项技术。直流微电流测量技术研究主要从电阻式和电容式反馈电路着手,分析测量电路的工作原理和传递函数,重点分析漏电流、热电势、运算放大器和电阻参数对测量误差的影响,推导电路传递函数并仿真分析,最终提出减小各项参数对测量结果影响的方案。对近年来国内外直流微电流测量的方法进行了综述,分析了电流电压转换法、电流频率变换法和调制解调放大法。对国内外直流微电流测量仪器的现状进行调查,世界上出现了很多高精度的微弱电流测量仪器,使微弱信号测量得到很大的提升。

关键词: 微弱电流检测;前置放大器;I-V 变换;I-F 变换

中图分类号: TM933

文献标识码: A

DOI: 10.16157/j.issn.0258-7998.222584

中文引用格式: 李爽玉,冯荣尉,贾冬宇. 直流微电流测量的研究进展[J]. 电子技术应用, 2022, 48(7): 13-18.

英文引用格式: Li Shuangyu, Feng Rongwei, Jia Dongyu. Research on the progress of weak current detection[J]. Application of Electronic Technique, 2022, 48(7): 13-18.

Research on the progress of weak current detection

Li Shuangyu, Feng Rongwei, Jia Dongyu

(Beijing Orient Institute of Measurement and Test, Beijing 100094, China)

Abstract: DC micro current measurement technology is widely used in nuclear radiation detection, electrostatic detection, space radiation detection and other fields. It is a characteristic extreme value measurement technology, involving many technologies such as high impedance operational amplifier circuit design, leakage current protection and so on. The research on DC micro current measurement technology mainly starts with resistive and capacitive feedback circuits, analyzes the working principle and transfer function of the measurement circuit, focuses on the influence of leakage current, thermal potential, operational amplifier and resistance parameters on the measurement error, deduces the circuit transfer function and simulation analysis, and finally puts forward a scheme to reduce the influence of various parameters on the measurement results. This paper summarizes the DC micro current measurement methods at home and abroad in recent years, and analyzes the current voltage conversion method, current frequency conversion method and modulation, demodulation and amplification method. The current situation of DC micro current measuring instruments at home and abroad is investigated. There are many high-precision weak current measuring instruments in the world, which greatly improves the weak signal measurement.

Key words: weak current detection; preamplifier; I-V conversion; I-F conversion

0 引言

微弱信号不仅指的是幅度很小的信号,更指的是淹没在噪声中难以提取出的信号。对淹没在背景噪声中的微弱信号利用电子学和信号处理的方法进行测量,即微弱信号检测。直流微电流也属于微弱信号,一方面指的是其值小于 10^{-6} A 的电流,另一方面指的是淹没在噪声之下的电流信号^[1-2]。在直流微电流检测的过程中,前置放大器在整个测试系统中的十分重要,其噪声特性和增益对测试性能具有很大的影响^[3]。该项研究不但涉及电子学、仪器仪表学、电化学等,而且在医学治疗、资源探测等领域都具有非常广泛的应用^[4]。

在生物技术领域,膜片钳技术作为现代细胞电生理研究的基本方法,广泛应用在神经科学、细胞生物学等多学科领域研究,是一种对膜片上的离子通道的皮安级离子电流进行检测记录的方法。重离子肿瘤治疗是当前最理想的放疗方式,通过对辐照剂量的实时测量和监控可以保证对健康组织的影响最小,此时需要通过积分电离室输出的电流信号进行测量,其输出电流为纳安级别。

在空间探测过程中,影响航天器长寿命、高可靠性的重要因素之一是空间辐射环境,辐射环境也会造成航天员损伤。在辐射探测领域,大多数都是将辐射信号转

变为直流微电流,进而捕捉、测量、处理和分析。空间辐射测量中,探测器单元输出的为直流微电流,其幅度一般在 $0.1 \text{ pA} \sim 10 \text{ } \mu\text{A}$ ^[5]。航天器的内带电效应会对航天器运行的安全性和可靠性产生严重的影响。特别严重的是,当介质材料发生内放电时,可能会造成航天器中敏感器件的损坏。通过对其进行电流检测得到高能电子环境的状态。中高轨及木星、火星等深空探测任务内带电效应电流的范围从几十飞安到几百皮安。

在射线强度测量中,积分电离室具有工作寿命长、稳定性高以及在严峻环境下保持正常工作等特点,因而在工业上被广泛应用,如核辐射密度计、厚度计、核子称和水分计等。积分电离室输出的电流在纳安至飞安级别范围内,该直流微电流需要通过前置放大器的转换和放大才可以进行采集处理^[6]。

光电位置敏感探测器(Position Sensitive Detector, PSD)是一种检测光电位置的器件,常作为与发光源组合的位置传感器广泛使用,可以通过少数的光电输入信号得到被探测的位置信息。PSD的工作光照范围很宽,但随着光强的减弱,PSD的输出电流也会大大减小,有时会低至纳安级别,此时需要通过直流微电流检测技术对每个电极的输出信号进行放大采集处理。

1 微弱电流测量的基本方法

1.1 电流-电压变换法

电流-电压变换法简称 $I-V$ 变换法,是一种将待测量的直流微电流信号 I 转换为一个大幅度的电压信号 V ,通过对电压信号的测量经过运算得到待测的直流微电流大小的方法^[8]。根据转换放大直流微电流所需的反馈原件的不同, $I-V$ 变换法还可以分为电阻式 $I-V$ 变换法、对数 $I-V$ 变换法、电容式 $I-V$ 变换法。

利用反馈原件为高阻值电阻的转换放大直流微电流的方法称电阻式 $I-V$ 变换法,又称“高阻法”“跨阻法”(见图 1)。理想条件下,忽略运算放大器偏置电流、偏置电压的影响,并且认为电阻阻值确定,此时输出电压 V_{out} 为:

$$V_{\text{out}} = I_F \times R_F = -I_{\text{in}} \times R_F \quad (1)$$

式中, V_{out} 为输出电压,单位为 V; I_F 为反馈电流,单位为 A; R_F 为反馈电阻,单位为 Ω ; I_{in} 为待测输入电流,单位为 A。

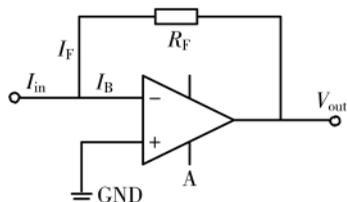


图 1 高输入阻抗法

由式(1)可以看出,反馈电阻 R_F 的阻值将直接决定待测直流微电流的放大效果。但是在实际情况中,输入

偏置电压、输入偏置电流不可避免地存在于运算放大器中,导致电路中存在泄露电流,以及电阻阻值存在一定的变化。所以实际的输出电压 V_{out} 为:

$$V_{\text{out}} = (I_x + I_i + I_{\text{os}}) \times (R + \Delta R) + V_{\text{os}} \quad (2)$$

式中: V_{out} 为输出电压; I_x 为被测输入电流; I_i 为泄露电流(包括电缆、电路板、继电器泄露电流); I_{os} 为运算放大器的失调电流; R 为反馈电阻的阻值; ΔR 为反馈电阻阻值的变化; V_{os} 为运算放大器的失调电压。

当选用输入电阻高的运算放大器和内阻低的信号源时,放大器的灵敏度将得到提高。输入电阻越高,共模抑制比越高,为此可以在放大器的输入端采用由场效应管对管组成的差动放大器作为输入级(见图 2)。

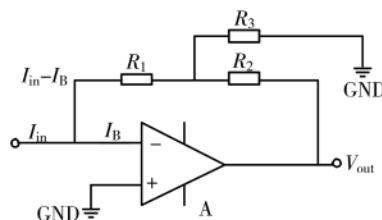


图 2 T型电阻网络反馈法

通过使用 T 型电阻网络,可以用阻值较小的电阻,得到高的输入电阻和放大倍数,同时减小温漂误差,又避免了高值电阻带来的误差和线性度的降低。但它也仍存在一些不足,等效输入噪声电压也将被放大,系统的信噪比较差,此时需要筛选使用低噪声的运算放大器。

将二极管或三极管替代反馈电阻作为反馈原件即得到对数式 $I-V$ 变换法。二极管或三极管具有对数式的电流电压关系,故称对数式 $I-V$ 变换法(见图 3)。

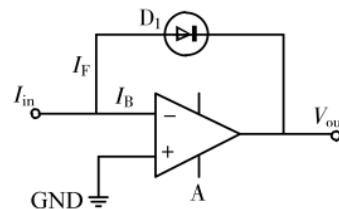


图 3 对数放大法

由上文中对电阻式 $I-V$ 变换的分析,知其属于线性放大变换,当待测直流微电流的范围很宽时,如跨越数个量级,输出电压容易达到饱和,而对数放大器由于具有对数电流电压关系,其检测范围可以跨越几个量级,实现对待测直流微电流的信号放大。在理想条件下,可得出输出电压 V_{out} 的表达式:

$$V_{\text{out}} = -V_T \ln \frac{I_{\text{in}}}{I_s} \quad (3)$$

式中 I_s 为二极管的反向饱和电流,单位为 A; V_T 为电压的当量, V, 常温下, $V_T = 0.026 \text{ V}$ 。元件在固定温度下, I_s , V_T 都是定值。由式(3)可以得到输出电压 V_{out} 与输入电

流 I_{in} 成对数关系。此时输出电压的范围缩小, 后级电路的信号处理得到优化。但其缺点也很明显, 损失了准确度和分辨率。

在电容式 $I-V$ 变换法(见图4)中, I_{in} 为待测直流微电流, I_B 为运算放大器输入偏置电流, C 为积分电容, A 为运算放大器, 开关 K_1 控制电路的通断, K_2 控制电容的放电复位操作。

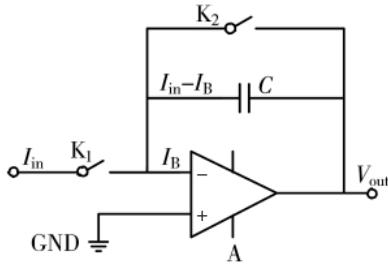


图4 电容积分法测量原理图

当 $I_B \ll I_{in}$ 时, 输出电压 V_{out} 为:

$$V_{out} = -\frac{1}{C} \times I_{in} \times T \quad (4)$$

式中: T 为积分时间, 当积分时间 T 趋于零时, 待测直流微电流可被近似认定为常量。

通过减少积分电容的容值或增加积分的时间, 可以提高直流微电流的测量灵敏度。但是在实际的布线过程中, 分布电容将不可避免地产生, 故电容不可能无限减小至零, 所以提高直流微电流的测量灵敏度只有增加积分时间 T 一种方式。

热噪声及元件有源噪声属于白噪声, 符合高斯分布, 当无限增加积分时间时, 噪声的平均值将趋向于0。故通过增加积分时间 T 可以有效抑制线路中的噪声, 且增加的积分时间越长, 噪声的抑制效果越好。但在实际电路设计的过程中, 不会无限延长积分时间 T , 积分时间的增加将降低直流微电流测量的速度, 无法满足实时性测量的需求。并且由于增加了电容积分量, 进行放电的时间也会增加, 切换充电放电的过程会损失部分电荷, 导致直流微电流的测量精度降低。

1.2 电流-频率变换法

电流-频率变换法简称 $I-F$ 变换法, 是一种将待测直流微电流转换放大为电压, 进而变换为频率信号的测量方法。该变换法根据电流电压转换方式的不同, 可以分为两种形式: 一类是反馈型 $I-F$ 变换法, 另一类是积分型 $I-F$ 变换法^[9]。

反馈型 $I-F$ 变换法(见图5)对直流微电流的测量, 是把待测直流微电流通过跨阻放大器转换放大为较大的电压, 进而将得到的电压变换为对应的频率, 通过将测量得到频率进行数学变换, 得出待测直流微电流的值。此方法与反馈型 $I-V$ 变换的要求一致, 对反馈电阻、运算放大器的要求大, 电阻的热噪声也大。

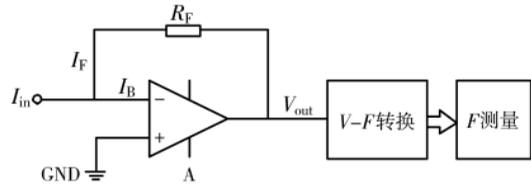


图5 反馈电流增益型 $I-F$ 变换法

积分型 $I-F$ 变换法的物理学机理(见图6)与积分型 $I-V$ 变换法类似, 使待测直流微电流通过电容进行积分, 转换放大得到电压, 最终再将电压信号转换为频率, 通过对频率的测量, 反推得到待测直流微电流的值。

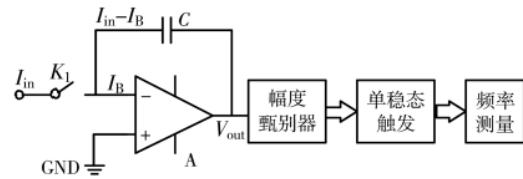


图6 积分型 $I-F$ 变换法

此类电路内运用到积分电容, 其特点与积分型 $I-V$ 变换法一致, 对噪声有一定的抑制作用但无法满足高速测量的实时性需求。

1.3 调制解调放大法

调制解调法利用调制器将待测直流微电流信号利用高频信号进行调制转换成交流信号, 使原始信号与干扰信号分离, 经过交流放大后, 使用解调器恢复出原有信号的频带, 通过低通滤波去除新增的高频部分, 从而实现噪声的分离(见图7)。



图7 调制解调放大法流程

直流放大器的漂移问题可以通过这种方法避免。调制器的性能将直接决定整个直流微电流测量结果的准确度。

2 国内外研究进展

20世纪90年代, 一些学者提出采用T型反馈电阻网络消除温度漂移的解决办法^[10], 并对积分放大器、对数放大器进行应用, 设计出了相应的微弱电流检测装置^[11-12]。

21世纪初, 许多学者利用高阻法, 通过选取不同的运算放大器、反馈电阻等, 结合双相锁相放大技术、相敏检波相关性理论、低噪声放大技术^[13]、汤姆森零位补偿^[14]、多级放大^[15-16]、差分放大、带通滤波和后级放大^[17]、锁定频率跟踪法^[18]等设计了一系列满足不同场景需求的电路及微弱电流测试设备; 对电阻直接反馈法和T型电阻网络反馈法进行了对比, 并得出一些结论^[19]; 对微弱电流检测过程中的噪声问题、温度变化问题^[20]、快电容干扰问题^[21]进行了深入研究; ARM、STM32等微

处理器、高精度模数转换器的发展同样应用在跨阻法,提高了微弱电流测试设备的量程和精度^[22-23]。

也有学者对积分法、 $I-F$ 转换法、对数放大法进行了深入的研究,提出开关电容式微电流测量法^[24], $I-F$ 转换与脉冲计数器结合^[25],采用可变阈值电流积分型电流频率转换方案^[4],采用传统电容积分法设计电子学分辨率达 0.1 nA 的位置电离室电子学^[6],将微处理器与高精度模数转换器应用在上述方法中实现特定需求的微弱电流测量。

还有一些学者对其他内容进行研究。通过对不同测量方法的比较研究,得到各自方法适合的应用情况^[26];研究了微弱电流测量中噪声的种类、特性及传播的机理,并得到一系列低噪声设计原则^[11];从信号特征与噪声抑制角度分析跨阻放大器与并联谐振电路的优劣性^[27]。

20 世纪美国科学家 Hafstad 设计了最早的直流微电流测量设备 FP-54 静电计,其前置放大器使用真空管设计^[28],FP-54 静电计管在短时间内可以测量出 3×10^{-19} A 的电流,但该静电计管的前端放大器必须在真空条件下运用,实用性过低;随着晶体管技术的发展,1964 年 McCaslin 设计出了测量极限达飞安级的放大电路^[29]。E J Kennedy 在基于 $I-V$ 变换前置输入级的输入阻抗、偏置电流大小等方面的研究下对双极性晶体管、结型场效应管、金氧半场效应晶体管进行比较,结果表明金氧半场效应晶体管具有极低输入偏置电流的特点,使其在直流微电流放大的前置输入级有很好的应用效果^[30]。FPGA 实验平台上实现了基于 Duffing 振子的微弱信号检测系统,实现了 Duffing 振子检测微弱信号的实际应用性,但是该系统可检测门限值较低,且系统信噪比需求较高^[31]。

1999 年,特温特大学应用物理学院的 Hamster 等人设计了一种等效输入电流噪声为 $2.5 \text{ Pa}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的低噪声带宽前置放大器电路^[32]。2003 年,美国的 Harrison 研究出一款新型放大器,使用 MOS 双极性伪电阻元件将低频信号放大,同时抑制较大的交流失调,来满足低噪声低功耗的需求^[33]。2007 年,Benoit Gosselin 设计了一种低功耗放大器,在密集多通道记录设备中有很好的应用,利用集成电容和 MOS 双极性等效电阻实现了很长时间的积分时间常数^[34]。加拿大的 Farzaneh Shahrokhi 和 Karim Abdelhalim 等人在 2010 年针对植入式芯片的低功耗、低噪声需求,利用逐次逼近型模数转换器及多通道数字电路技术设计出一种新型的晶片^[35]。

2011 年,康奈尔大学的 Woradorn 和 Rahul Sarpeshkar 设计出一种采用 $0.18 \mu\text{m}$ 互补金属氧化物半导体技术的 32 通道超低功耗电信号记录集成芯片^[36]。2013 年,新加坡的 K A Ng 和澳大利亚的 Xu Yongping 通过将单反馈电容替换为钳位 T 电容网络,设计了一款紧凑型、低输入电容神经记录放大器^[37],它能以较小的输入电容实现相同的增益,从而产生更高的输入阻抗和更小的硅面积。

2013 年,英国的 Andreas Demosthenous 和 Ioannis Pachnis 设计了一种前置放大器采用电流反馈实现高共模抑制比,并采用三电极进行神经信号的记录的神经信号放大电路^[38]。

2017 年意大利 Hadi Heidari 等人通过对多种差分跨阻放大器噪声的研究仿真,设计了一种基于电容反馈原理的低噪声放大调理电路^[39]。德国 Mohammad Amayreh 等人设计了一种由低噪声电流放大器和二阶连续时间 sigma-delta 调制器串联而成的亚 pA 级微电流放大器^[40]。

3 微弱电流测量设备及建标情况

在直流微电流测量产品方面,美国 Keithley 公司的微电流表和微电流源都处于国际领先地位。该公司老式的 610 型、617 型、642 型微电流表中,642 型微电流表作为一款 40 年前的产品,具有划时代的意义,其最小满度量程 0.2 pA,电流噪声指标仅为 0.08 fA,至今还没有后者能够超越;近年来随着半导体技术的不断进步,仪器仪表从过去的指针模拟式渐渐转变成数字显示式,该公司也顺应时代潮流,推陈出新,推出 6517 型微电流表,这款产品占据了直流微电流测量一半以上的市场份额。美国的 Agilent 公司(现更名 Keysight)作为仪器仪表行业的领头羊,同样也一直注重直流微电流测量仪器的研制工作,包括从最开始的 Agilent4329 系列到 Agilent4339 系列,而 Agilent 公司近两年最新推出的直流微电流测量仪器 B298X 系列,在 2 pA 挡位的测量固定偏差可以做到 3 fA 以内。日本的 ADVANTEST 公司设计生产的 TR8652 和 TR8252 型数字微电流表,最高分辨率达 10^{-14} A,最小量程为 100 pA,不确定度为 0.35%。国外直流微电流测量设备如表 1 所示。

表 1 国外直流微电流测量设备

型号	测量范围	测量分辨率	生产商
Keithley6485	20 fA~20 mA	5.1/2	美国吉时利仪器
Keithley6482	1 fA~20 mA	6.1/2	美国吉时利仪器
KeysightB2980A	0.01 fA~20 mA	6.1/2	美国是德科技
Keithley6517	0.01 fA~20 mA	5.1/2	美国吉时利仪器
Keysight34460A	100 μA ~3 A	6.1/2	美国是德科技

在直流微电流测量产品技术研究方面,北京劳动保护科学研究所研制的 EST121 型微电流测量仪量程在 0.1 fA~0.2 mA;北京华测实验仪器生产的 EST-122 皮安表的量程在 1 fA~20 mA;南京鸿宾微弱信号检测有限公司(南京大学微弱信号检测中心)研制的 HB-891 型飞安级微弱电流放大器量程在 100 fA~100 μA ,最小测量电流为 10^{-13} A;北京东方计量测试研究所研制的 DF8530 高阻计微电流测量的最小量程达 2 pA,分辨率为 1 fA。国内直流微电流测量设备如表 2 所示。

根据从国际计量局官方网站(<https://www.bipm.org/en/>)查询到的公开资料,可以得到各国关于直流微电流

表2 国内直流微电流测量设备

型号	测量范围	测量分辨率	生产商
HEST122	10 fA~20 mA	4.1/2	北京华测实验仪器
EST121	0.1 fA~0.2 mA	3.1/2	北京市科学技术研究所
ZC9300	20 pA~2 μ A	5.1/2	杭州泽胜
JY-EST122	1 fA~20 mA	4.1/2	金洋万达
DF8530	100 fA~2 mA	4.1/2	北京东方计量测试研究所

的建标情况。

德国联邦物理技术研究院(Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB)发布的标准如表3所示。俄罗斯联邦发布的标准如表4所示。瑞士联邦计量局发布的标准如表5所示。我国微弱直流电流测量的建标情况如表6所示。

表3 德国联邦物理技术研究院标准

范围	相对扩展不确定度	发布时间
1 fA~1 nA	60 mA/A~4 μ A/A	2021.4
1 nA~100 μ A	60 μ A/A~3 μ A/A	2013.8
100 μ A~10 A	3 μ A/A	2013.8

表4 俄罗斯联邦标准

范围	相对扩展不确定度	发布时间
0.1 fA~10 fA	50 mA/A~5 mA/A	2014.6
10 fA~0.1 nA	5 mA/A~1 mA/A	2014.6
0.1 nA~1 nA	1 mA/A~0.3 mA/A	2014.6
1 nA~100 μ A	0.3 mA/A~0.03 mA/A	2014.6
100 μ A~0.1 A	30 μ A/A~10 μ A/A	2014.6

表5 瑞士联邦计量局标准

范围	相对扩展不确定度	发布时间
0.1 pA~0.1 mA	3 mA/A~10 μ A/A	2021.1
0.1 mA~20 A	2 μ A/A~3 μ A/A	2013.8

4 结论

直流微电流检测技术主要是对直流微电流信号进行提取的技术,直流微电流的前置放大是测量直流微电流的第一步也是最重要的一步,对误差源的分析处理,将影响放大的结果并直接决定了后续测量的准确度。

目前主要采用的技术有跨阻法、积分法和对数法。跨阻法的优点是灵敏度高、响应时间快,但对反馈电阻

要求大。积分法的特点是在特定时间对电流积分,对噪声及环境的抵抗能力强,但其独有的时间延迟性,无法满足对信号高速测量的需求。对数法最核心的是使输出电压的测量范围缩小,便于后续电路的信号处理,但却损失了准确度和分辨率。未来直流微电流测量将结合算法进行,通过软件算法对测量过程中产生的误差进行校准以达到最优的测量结果。

在直流微电流测量产品方面,美国 Keithley 公司的微电流表和微电流源都处于国际领先地位,其推出的 6517 型微电流表占据了直流微电流测量一半以上的市场份额。我国微电流测量设备不论是技术指标、数字化测量还是自动程控功能均与国外同类产品有一定差距。

参考文献

- [1] 王卫勋.微电流检测方法的研究[D].西安:西安理工大学,2007.
- [2] MARCELLIS A D, GIANANTE A D, FERRI G, et al. Analog automatic lock-in amplifier for very low gas concentration detection[J]. Procedia Engineering, 2010, 5: 200-203.
- [3] 管建明.微弱电流信号的前置放大和分析[J].电测与仪表,1994(3):38-39,33.
- [4] 王亚楠.适用于重离子治癌剂量监测的电流-频率转换电路设计[D].兰州:中国科学院大学(中国科学院近代物理研究所),2017.
- [5] 王敏,陈亚光.脑电检测前置放大器静电保护电路的设计[J].电子技术应用,2013,39(7):80-82.
- [6] 赵斌清.质子治疗束配系统电离室电子学研究[D].上海:中国科学院研究生院(上海应用物理研究所),2017.
- [7] 李建伟,杜玉刚,盛佳,等.一种新型探测器的特性测试[J].中国测试,2021,47(7):130-134,141.
- [8] 于海洋,袁瑞铭,王长瑞,等.微电流测量方法评述[J].华北电力技术,2006(11):51-54.
- [9] 汪小婷.微电流测量方法探讨[J].计量与测试技术,2016,43(12):65-66,68.
- [10] 刘鹏民,莫德举,洪峰.T型反馈电阻网络在微弱信号放大电路中的应用[J].电测与仪表,1999(12):31-32,6.
- [11] 陈文芾,陈新.采用积分型电路的微电流测量[J].分析仪器,1998(3):22-24.
- [12] 张铁家.微电流对数放大器及应用[J].电子技术应用,1990(4):17-19.
- [13] 闫行.直流微电流信号检测系统的设计[D].太原:中北

表6 我国微弱直流电流测量的建标情况

范围	测试仪器类型或方法	相对扩展不确定度	发布时间
1 μ A	直流电压与标准电阻作比	5.9 μ A/A	2013.12
10 μ A~100 μ A	直流电压与标准电阻作比	5.6 μ A/A	2013.12
1 mA~1 A	直流电压与标准电阻作比	3.9 μ A/A	2013.12
1 pA~100 pA	高值电阻标准	5 mA/A~0.1 mA/A	2013.12
0.1 nA~100 μ A	高值电阻标准	20 μ A/A~100 μ A/A	2013.12
1 mA~10 A	直流电压与标准电阻作比	3.9 μ A/A~16 μ A/A	2014.11

- 大学, 2011.
- [14] 马柯帆. 电离辐射计量学的微电流测量系统研究[D]. 成都: 成都理工大学, 2011.
- [15] 雷升杰, 魏志勇, 方美华, 等. 100pA~1 μ A 量程的直流微电流源研制[J]. 计量学报, 2013, 34(3): 6.
- [16] 雷升杰. 空间辐射测量中微弱信号处理电路设计与研制[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2012.
- [17] 刘傲东, 廖宏宇, 刘紫东. 微弱信号放大电路设计[J]. 电子设计工程, 2021, 29(14): 149-153.
- [18] 陈刘浩. 极微弱光电流检测系统设计及频率锁定误差校正方法[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2018.
- [19] 于向前, 陈鸿飞, 邹鸿, 等. 极弱电流信号检测电路中前置放大器模拟研究[J]. 核电子学与探测技术, 2014, 34(12): 1514-1517.
- [20] 陈伟, 黄启俊, 何进, 等. 带温度补偿和 AGC 功能的 10Gb/s 跨阻放大器设计[J]. 电子技术应用, 2017, 43(4): 51-54.
- [21] 董银. 高速高精度直流微电流采集系统的设计[D]. 天津: 天津工业大学, 2014.
- [22] 吴敏婕, 王一丽, 朱剑平. 直流微弱电流表/源自动校准系统的设计及实现[J]. 电测与仪表, 2016, 53(S1): 138-141.
- [23] 王峥, 郭海平, 庞振江, 等. TMR 单芯片微弱电流传感器的研制[J]. 电测与仪表, 2018, 55(17): 129-133.
- [24] 王月娥. 微电流测量方法的研究[D]. 西安: 西安理工大学, 2005.
- [25] 余乾顺. 直流微电流检测系统的设计与实现[D]. 兰州: 西北师范大学, 2009.
- [26] 张贵宇, 虞先国, 王洪辉, 等. 飞安级直流微电流 C、R 测量法性能对比及改进[J]. 电测与仪表, 2011, 48(12): 8-12.
- [27] 陈荣叠. 窄带微弱光电流信号检测技术研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2021.
- [28] HAFSTAD L R. The application of the FP-54 pIotron to atomic disintegration-studies[J]. Physical Review, 1933, 44(3): 201-213.
- [29] MCCASLIN J B. Electrometer for ionization chambers using metal-oxide-semiconductor field-effect transistors[J]. Review of Scientific Instruments, 1964, 35(11): 1587-1591.
- [30] KENNEDY E J, PIERCE J F. A sensitivity comparison of three transistorized DC current-feedback electrometers[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2007, 15(1): 337-348.
- [31] RASHTCHI V, NOURAZAR M. FPGA implementation of a real-time weak signal detector using a duffing oscillator[J]. Circuits, Systems, and Signal Processing: CSSP, 2015, 34: 3101-3119.
- [32] HAMSTER A W, VAN DUUREN M J, BRONS G CS, et al. A 1-MHz low noise preamplifier based on double relaxation oscillation SQUIDs[J]. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, 1999, 36(3): 1211-1219.
- [33] HARRISON R R, CHARLES C. A low-power low-noise CMOS amplifier for neural recording applications[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2003, 38(6): 958-965.
- [34] GOSSELIN B, SAWAN M, CHAPMAN C A. A low-power integrated bioamplifier with active low-frequency suppression[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2007, 1(3): 184-192.
- [35] SHAHROKHI F, ABDELHALIM K, SERLETIS D. The 128-channel fully differential digital integrated neural recording and stimulation interface[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2010, 4(3): 149-161.
- [36] WATTANAPANITCH W, SARPESHKAR R. A low-power 32-channel digitally programmable neural recording integrated circuit[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2011, 5(6): 592-602.
- [37] NG K A, XU Y P. A compact, low input capacitance neural recording amplifier[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2013, 7(5): 610-620.
- [38] DEMOSTHENOUS A, PACHNIS I, JIANG D. An integrated amplifier with passive neutralization of myoelectric interference from neural recording tripoles[J]. IEEE Sensors Journal, 2013, 13(9): 3236-3248.
- [39] LEI K, HEIDARI H, MAK P, et al. Exploring the noise limits of fully-differential micro-watt transimpedance amplifiers for Sub-pA/yHz sensitivity[C]//2015 11th Conference on Ph.D. Research in Microelectronics and Electronics (PRIME), 2017: 290-293.
- [40] AMAYREH M, MANOLI Y, KELLER M. A 1.85 fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ fully integrated read-out interface for sub-pA current sensing applications[C]//ESSCIRC 2017-43rd IEEE European Solid State Circuits Conference. IEEE, 2017: 356-359.

(收稿日期: 2022-01-21)

作者简介:

李爽玉(1998-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 微弱电信号的计量测试。

冯荣尉(1984-), 男, 硕士, 高级工程师, 主要研究方向: 微弱电信号计量测试。

贾冬宇(1997-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 微弱电信号计量测试。



扫码下载电子文档

版权声明

经作者授权，本论文版权和信息网络传播权归属于《电子技术应用》杂志，凡未经本刊书面同意任何机构、组织和个人不得擅自复印、汇编、翻译和进行信息网络传播。未经本刊书面同意，禁止一切互联网论文资源平台非法上传、收录本论文。

截至目前，本论文已经授权被中国期刊全文数据库（CNKI）、万方数据知识服务平台、中文科技期刊数据库（维普网）、DOAJ、美国《乌利希期刊指南》、JST 日本科技技术振兴机构数据库等数据库全文收录。

对于违反上述禁止行为并违法使用本论文的机构、组织和个人，本刊将采取一切必要法律行动来维护正当权益。

特此声明！

《电子技术应用》编辑部

中国电子信息产业集团有限公司第六研究所